

REC'D PCT/PTO 27 JUN 2005

PCT/JP03/16560 #2

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

24.12.03

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application: 2003年 1月 8日

出願番号
Application Number: 特願2003-002038
[ST. 10/C]: [JP2003-002038]

REC'D 19 FEB 2004

WIPO

PCT

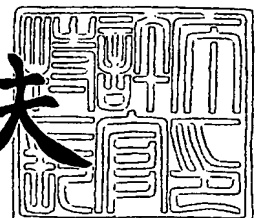
出願人
Applicant(s): 株式会社日立メディコ

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年 2月 5日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



BEST AVAILABLE COPY

出証番号 出証特2004-3006514

【書類名】 特許願

【整理番号】 JP4109

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/055

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社 日立メディコ内

 【氏名】 高橋 哲彦

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社 日立メディコ内

 【氏名】 龍澤 将宏

【特許出願人】

 【識別番号】 000153498

 【氏名又は名称】 株式会社 日立メディコ

【代理人】

 【識別番号】 100077816

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 春日 譲

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 009209

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置用RFコイル

【特許請求の範囲】

【請求項1】

ループコイルと、複数の微分コイルとを備え、これらループコイルと、微分コイルとは、共通の中心軸を有するように配置されると共に、複数の微分コイルは、上記ループコイルを間にして面対称に配置されることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置用RFコイル。

【請求項2】

ループコイルと、複数の1次微分コイルと、複数の2次微分コイルとを備え、これらループコイルと、1次微分コイルと、2次微分コイルとは、共通の中心軸を有するように配置されると共に、複数の1次微分コイルは、上記ループコイルを間にして面対称に配置され、複数の2次微分コイルも、上記ループコイルを間にして面対称に配置されることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置用RFコイル。

【請求項3】

第1の方向の高周波磁場を検知する第1のループコイルと、

上記第1のループコイルと共通の中心軸を有し、第1のループコイルを間にして、面対称に配置される複数の第1の微分コイルと、

第1の方向と直交する第2の方向の高周波磁場を検知する複数の第2のループコイルと、

上記第2のループコイルと共通の中心軸を有し、第2のループコイルを間にして、面対称に配置される複数の第2の微分コイルと、

を備えることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置用RFコイル。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体中の水素や磷等からの核磁気共鳴信号を測定し、核の密度分布や緩和時間分布等を映像化する核磁気共鳴撮影装置に係わり、特に、核磁気共

鳴信号を受信するRFコイルに関する。

【0002】

【従来の技術】

核磁気共鳴イメージング装置（MRI装置）では、位相エンコード量を変えながら、シーケンスを繰り返し実行し、1枚の画像再構成に必要なエコー信号を取得する。そのため、画像の取得時間は繰り返し回数が大きく影響する。

【0003】

MRI装置において高速撮影を行う場合、一般的には、1回の繰り返し期間内に複数のエコー信号を発生させるマルチエコータイプのシーケンスを用いたり、繰り返しの時間間隔を数～数十mSにまで短縮したシーケンスを用いる。

【0004】

しかし、このようなシーケンスでは、画像のコントラストが低下したり、形態歪みの原因となることがある。

【0005】

一方、複数のRF受信コイルを用いた高速撮影方法が提案されている。つまり、複数のRF受信コイルを用い、RF受信コイルにて位相エンコードを間引いて取得した信号を、RF受信コイルの感度分布を用いて行列演算により展開する。この方法では、位相エンコードを間引いて計測を行うことにより、繰り返し回数が低減される。

【0006】

通常、位相エンコードを間引いて計測を行うと、画像には折り返しが発生するが、各RF受信コイルの感度分布に基づいて行列演算を行うことで画像を展開し、折り返しを除去する。

【0007】

これにより、一般的には、撮影に用いたRF受信コイルの数分だけ撮影時間を短縮することができる。

【0008】

このような手法は、パラレルMRIと呼ばれている。

【0009】

パラレルMRIに使用されるRFコイルの一例として、複数の受信コイルを用いた「マルチプルRFコイル」若しくは「フェーズドアレイコイル」と呼ばれる技術がある。

【0010】

マルチプルRFコイルとは、相対的に高感度な小型RF受信コイルを複数個並べて、各コイルで取得した信号を合成することより、RF受信コイルの高い感度を保ったまま視野を拡大し、高感度化を図る受信専用RFコイルである。

【0011】

水平磁場頭部用マルチプルRFコイルとしては、非特許文献1に記載されたものがある。

【0012】

また、水平磁場頭部用QDマルチプルRFコイルとしては、非特許文献2及び非特許文献3に記載されたものがある。

【0013】

これら非特許文献2及び非特許文献3に記載されたものは、いずれも小型表面コイルが頭表面上に隣接して張りあわされて構成されている。

【0014】

また、垂直磁場頭頸部用マルチプルRFコイルとしては非特許文献4及び非特許文献5に記載されたものがある。

【0015】

これら非特許文献4及び非特許文献5に記載されたものは、ソレノイドコイルが一定の距離を隔てて配置されている。

【0016】

また、変形ソレノイドコイルを使ったアレイコイルが非特許文献6に記載されている。

【0017】

また、水平磁場腹部用QDマルチプルRFコイルとしては、非特許文献7及び非特許文献8に記載されたものがある。

【0018】

これら非特許文献7及び非特許文献8に記載されたものは、小型表面コイルを腹、背面上に、小型コイルを隣接して張りあわせて構成されている。

【0019】

また、垂直磁場でのパラレルMRIが、発明者等によつて、非特許文献9に記載されている。

【0020】

この非特許文献9には、任意断面の心臓用パラレルMRIが記載されている。

【0021】

また、既存のフェイズドアレイコイルを使った頭部パラレルMRIが非特許文献10に記載されている。

【0022】

また、特許文献1には、非結合サンドイッチソレノイドコイルが記載されている。この特許文献1に記載された技術は、感応コイルと、この感応コイルの面方向の両側に配置される2つのソレノイドコイルとが備えられている。そして、これら2つのソレノイドコイルは、これらコイルの軸線と感応コイルの軸線とが互いに平行となるように配置され、2つのソレノイドコイルの巻線方向が互いに異なる方向となっている。

【0023】

特許文献1に記載されたように、複数のコイルを構成することにより、2つのソレノイドコイルは互いに磁氣的に非結合となり、MRI装置に使用して高い効率、感度、良好な均一性を得ようとするものである。

【0024】

【特許文献1】

特開2001-137215号公報

【非特許文献1】

“Array Head Coil for Improved Functional MRI” (Christoph Leusler), 1996 ISMRM abstract p.249

【非特許文献2】

“Helmet and Cylindrical Shaped CP Array Coils for Brain Imagi

ng: A Comparison of Signal-to-Noise Characteristics" (H.A. Stark, E.M. Hacke), 1996 ISMRM abstract p.1412

【非特許文献 3】

"8-element QD domed head array coil using inductive decoupler" (Tetsuhiko Takahashi, et al), 1998 ISSMRM abstract p.2028

【非特許文献 4】

"Head-neck quadrature multiple RF coil for vertical magnetic field MRI" (Tetsuhiko Takahashi, Yoshikuni Matsunaga), 1997 ISMRM abstract p. 1521

【非特許文献 5】

"マルチプルRFコイルによる頭頸部MRIの広視野高感度化" (高橋哲彦、松永良国)、Medical Imaging Technology, vol.15, No.6, pp.734-741(1997)

【非特許文献 6】

"A vertical field NV array coil using DCR solenoid element, proceedings of the international society for magnetic resonance in medicine", Smya Su et al., Honolulu, Hawaii 2002/5, p.883, Null-B1 point method of interest decoupling for solenoid array, p.898

【非特許文献 7】

"Four Channel Wrap-Around Coil with Inductive Decoupler for 1.5T Body Imaging" (T. Takahashi et al.), 1995 ISMRM abstract p.1418

【非特許文献 8】

"MRI用高感度ラップアラウンド型RFコイルー誘導デカップラのマルチプルRFコイルへの適用ー" 電子情報通信学会論文誌、vol. J80-D-II, No.7, pp. 1964-1971 (1997)

【非特許文献 9】

"A Computer simulator for designing receiver-coil arrays for parallel MRI", Y. Taniguchi, H. Ochi, T. Takahashi, M. Takizawa, T. Goto, S. Umemura, ISMRM 2002, p.862

【非特許文献 10】

“Head neck parallel imaging on a 0.3-T open MRI system”, M. Takizawa, T. Takahashi, ISMRM 2002, p.907

【0025】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述した従来技術におけるマルチプルアレイコイルは、主にフェイズドアレイ合成のためのコイルであり、パラレルMRI用に必ずしも最適化されてはいなかった。

【0026】

特に、垂直磁場MRIに適したコイルでは、心臓用以外は開示されておらず、例えば、四肢用に適したパラレルMRIコイルは開示されてはいなかった。

【0027】

つまり、心臓用のマルチプルアレイコイルにあっては、2つのコイルのデカップリングにより、誘導結合を低減すればよいが、対象が細長い四肢用等の場合は、3つ以上のコイルに対してデカップリングを行わなければならない、調整が困難で望ましい精度を得ることができなかった。

【0028】

また、特許文献1に記載された技術によれば、2つのソレノイドコイルを互いに磁氣的に非結合とすることはできるが、これら2つのソレノイドコイルは、感應コイルの面方向（半径方向）の両側に配置される構成であるため、対象が細長い四肢用等の場合には、適用することができず、高い精度で高速な撮影を行うことができなかった。

【0029】

また、頭部撮影用のRFコイルについても、xyzの3軸方向のいずれの方向についても、高い精度で高速な撮影を行うことができるものはなかった。

【0030】

本発明の目的は、垂直磁場MRI装置において、複数のRFコイルによる互いの磁氣的結合を抑制して、高速で高い精度で撮影が可能な磁気共鳴イメージング装置用RFコイルを実現することである。

【0031】**【課題を解決するための手段】**

上記目的を達成するため、本発明は次のように構成される。

(1) 核磁気共鳴イメージング装置用RFコイルにおいて、ループコイルと、複数の微分コイルとを備え、これらループコイルと、微分コイルとは、共通の中心軸を有するように配置されると共に、複数の微分コイルは、上記ループコイルを間にして面対称に配置される。

【0032】

(2) 核磁気共鳴イメージング装置用RFコイルにおいて、ループコイルと、複数の1次微分コイルと、複数の2次微分コイルとを備え、これらループコイルと、1次微分コイルと、2次微分コイルとは、共通の中心軸を有するように配置されると共に、複数の1次微分コイルは、上記ループコイルを間にして面対称に配置され、複数の2次微分コイルも、上記ループコイルを間にして面対称に配置される。

【0033】

(3) 核磁気共鳴イメージング装置用RFコイルにおいて、第1の方向の高周波磁場を検知する第1のループコイルと、上記第1のループコイルと共通の中心軸を有し、第1のループコイルを間にして、面対称に配置される複数の第1の微分コイルと、第1の方向と直交する第2の方向の高周波磁場を検知する複数の第2のループコイルと、上記第2のループコイルと共通の中心軸を有し、第2のループコイルを間にして、面対称に配置される複数の第2の微分コイルとを備える。

【0034】

ループコイルと、1次微分コイルと、2次微分コイルとは互いに誘導結合せず、互いに独立して作動する。

【0035】

したがって、複数のRFコイルによる互いの磁氣的結合を抑制して、高速で高い精度で撮影が可能な磁気共鳴イメージング装置用RFコイルを実現することができる。

【0036】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の磁気共鳴イメージング装置用RFコイルについて、添付図面を参照して詳述する。

【0037】

まず、本発明が適用される磁気共鳴イメージング装置について説明する。

図4は、核磁気共鳴イメージング装置（MRI装置）の概略構成図である。

【0038】

図4において、MRI装置は、核磁気被検体401が配置される空間の周囲に静磁場を発生する磁石402と、上記空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル403と、上記空間領域に高周波磁場を発生するRFコイル404と、被検体401が発生するMR信号を検出するRFプローブ405とを備える。

【0039】

傾斜磁場コイル403は、X、Y、Zの3軸方向の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源409からの信号に応じて、それぞれ傾斜磁場を発生する。また、送信用RFコイル404は、RF送信部410からの信号に応じて高周波磁場を発生する。

【0040】

受信用RFコイル（RFプローブ）405からの信号は、信号検出部406で検出される。そして、信号検出部406により検出された信号は、信号処理部407で信号処理され、画像信号に変換される。信号処理部407で変換された画像は表示部408で表示される。

【0041】

また、傾斜磁場電源409、RF送信部410及び信号検出部406は、制御部411で制御され、制御のタイムチャートは一般にパルスシーケンスと呼ばれている。ベッド412は、被検体401が横たわるためのものである。

【0042】

現在、MRI装置の撮影対象は、臨床で普及しているものとして、被検体401の主たる構成物質であるプロトンである。このプロトンの密度空間分布や、励起状態の緩和現象の空間分布を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態

又は機能を 2 次元若しくは 3 次的に撮影する。

【0043】

ここで、上述したMRI装置に用いられるマルチプルRFコイル 405 の信号検出部を説明する。図3はマルチプルRFコイル 405 の信号検出部の一例における一部を示す図である。

図3に示した例では、最大8個のRF受信コイル 301 が、それぞれプリアンプ 302 に接続され、一つのマルチプルコイル 405 が構成されている。また、信号検出部 406 は、8個のAD変換／直交検波回路 303 が並列して構成されており、上記各プリアンプ 302 からの出力信号が供給される。

【0044】

また、信号処理部 407 は、信号検出部 406 の各AD変換／直交検波回路 303 からの信号をフーリエ変換、バックプロジェクション法、ウェーブレット変換などを行う変換器 304 により、それぞれのRF受信コイル 301 で検出したMRI信号による画像を演算し、演算した画像の信号が合成演算器 305 で合成される。そして、合成された画像が表示部 408 で表示される。

【0045】

次に、撮影方法を説明する。

図6は、一般的なグラディエントエコーシーケンスを示す図である。

図6において、符号 601 は高周波パルス、602 はスライス選択傾斜磁場パルス、603 は位相エンコード傾斜磁場パルス、604 は読み出し傾斜磁場パルス、605 はエコー信号、606 はエコー時間TE、607 は繰り返し時間（高周波パルス 601 の間隔）である。

【0046】

MRI装置においては、繰り返し時間 607 毎に位相エンコード傾斜磁場パルス 603 の量を変えて、異なる位相エンコードを与える。そして、それぞれの位相エンコードで得られるエコー信号 605 を検出する。

【0047】

上述した操作を位相エンコードの数だけ繰り返し、画像取得時間 1 枚の画像再構成に必要なエコー信号を取得する。

【0048】

位相エンコードの数は、通常、1枚の画像あたり64、128、256、512等の値が選ばれる。各エコー信号は、通常、128、256、512、1024個のサンプリングデータからなる時系列信号として得られる。これらのデータを2次元フーリエ変換して1枚のMR画像を作成する。

【0049】

マルチプルRFコイルを用いた高速撮影の場合、すなわちパラレルMRIの場合、位相エンコードステップ間隔を一定の割合で間引いて撮影の繰り返し回数を減らしている。

【0050】

図2は、位相エンコードステップ間隔の間引きを説明する図である。

図2の(a)は、ステップ間隔を間引くことのない通常撮影の場合を示し、各位相エンコード量で取得した信号2021～2027を配置し、画像1枚分のデータ201とする。図2の(a)で示したデータをフーリエ変換した画像が図2の(c)に示す画像である。

【0051】

位相エンコードステップ間隔を2倍にし、データを間引いた撮影の場合を図2の(b)に示す。この場合では、1ラインおきにデータ2041～2043を計測し、2051～2054の位置に相当するデータは計測しない。このとき、計測したデータの量は半分になるので、マトリクスを半分にして画像を作成すると、図2の(d)に示すように、折り返しの発生した画像が得られる。

【0052】

図2の(d)に示す折り返しは、通常画像(図2の(c))の上側画像2071と下側画像2072とが、それぞれ画像2092と2091の領域で重なっている。

【0053】

このようにして発生した信号の折り返しは、文献「信号処理法、“Sensitivity Encoding for Fast MRI”, Klaas P. Pruessmann et al., Magnetic Resonance in Medicine 42:952-962(1999)」に記載された技術に基づいて除去すること

ができる。

【0054】

上記文献に記載された方法では、各RF受信コイルの受信感度分布を予め計測する等により参照データとして求めておき、位相エンコードを間引いて計測した折り返しのある計測データを行列演算により展開し、折り返しを除去する。

【0055】

このような高速撮影では、原理的には、用いたコイルの数Nの分だけ撮影時間を短縮できる（1/N倍）。

【0056】

折り返し除去の演算例を以下に示す。なお、以下の説明においては、簡単のため2コイルの場合とする。

【0057】

まず、撮影視野をコイルに割り当てて、それぞれ、FOV-m1、FOV-m2とし、m1、m2をRFコイル番号とすると、以下の関係があることが知られている（図7参照）。

【0058】

$$S_{ij1} = A_{ij11} \cdot m_{ij1} + A_{ij12} \cdot m_{ij2} \quad \text{—— (1)}$$

ただし、 S_{ij1} はエレメントコイル1から計算される画像、 A_{ij11} はFOV-m1内のエレメント1の感度分布、 m_{ij1} はFOV1内の磁化分布、 A_{ij12} はFOV-m2内のエレメント1の感度分布、 m_{ij2} はFOV2内の磁化分布である。

【0059】

$$S_{ij2} = A_{ij21} \cdot m_{ij1} + A_{ij22} \cdot m_{ij2} \quad \text{—— (2)}$$

ただし、 S_{ij2} はエレメントコイル2から計算される画像、 A_{ij21} はFOV-m1内のエレメント2の感度分布、 m_{ij1} はFOV1内の磁化分布、 A_{ij22} はFOV-m2内のエレメント2の感度分布、 m_{ij2} はFOV2内の磁化分布である。

【0060】

ここで、S、M、Aは、FOV-m1、FOV-m2のマトリックスサイズに等しい行列である。また、i、jは空間座標である。

【0061】

次に、撮影視野FOV毎の相対コイル感度分布 C_1 、 C_2 を次式(3)及び(4)で定義する。

【0062】

$$C_{ij1} = A_{ij21}/A_{ij11} \quad \text{—— (3)}$$

$$C_{ij2} = A_{ij12}/A_{ij22} \quad \text{—— (4)}$$

次に、上記式(1)～(4)から次式(5)、(6)を得る。式(5)及び(6)の左辺は、RFコイルの感度分布で重みづけされた磁化分布となる。式(5)、(6)を併置することで、折り返しの無い全体画像が得られる。

【0063】

$$m_{ij1} \cdot A_{ij11} = (S_{ij1} - S_{ij2} \cdot C_{ij2}) / (1 - C_{ij1} \cdot C_{ij2}) \quad \text{—— (5)}$$

$$m_{ij2} \cdot A_{ij22} = (S_{ij2} - S_{ij1} \cdot C_{ij1}) / (1 - C_{ij1} \cdot C_{ij2}) \quad \text{—— (6)}$$

上記式(1)～(6)の説明は、簡単のため2コイルで2倍速の場合の例で示したが、このような考え方が2倍速3コイル、2倍速4コイルにも拡張することができる。

【0064】

図1は、本発明の第1の実施形態であるRFコイルの概略構成図である。

この第1の実施形態は、重直磁場用の3チャンネルRF受信コイルの例であり、静磁場強度は0.3Tである。また、プロトンの共鳴周波数は12.8MHzであり、RFコイルはこの共鳴周波数で並列共振するように設計されている。

【0065】

図1において、パラレルMRIコイル101は、3組の部分コイル(103、104、105)を備え、これら3組の部分コイルは、共通の中心軸107を有する7個のソレノイドコイルを有している。

【0066】

静磁場は、図1に示す座標系102のZ方向であり、プロトンが生成する回転磁場は、x-y方向である。本発明におけるRFコイルは、このうち主にx方向の成分を検出する。

【0067】

ソレノイドコイル103は、zy平面に平行な面106上におかれた1ターンの

ソレノイドコイルである。このRFコイルの感度は、図1の(b)の108に模式的に示すように、面106を最大感度として左右対称に徐々に減衰する。

【0068】

また、ソレノイドコイル104は、面106に面对称に置かれた2個のソレノイドコイルからなり、これら2個のコイルは互いに流れる電流が逆向きになるように接続される。図1に例では、コイル104は2個のコイルを直列に接続した場合であるが、並列接続であってもソレノイドコイルの電流の向きが逆となるような構成であれば良い。

【0069】

ソレノイドコイル104の感度分布は、図1の(b)に示すように、分布109は、位置111と112とで互いに逆向きで最大感度を持つこととなっている。また、面106では感度は0である。

【0070】

この結果、RFコイル103と104とは、互いに誘導結合せず独立に作動する。より厳密な説明としては、RFコイル103に流れる電流によって生じる高周波磁場は感度分布108と等しい。このRFコイル103による感度分布108とRFコイル104の感度分布109とを掛けて体積積分すると、その値は0となる。

【0071】

したがって、RFコイル103とRFコイル104とは高周波的に互いに独立であり、デカップリングされている。なお、RFコイル103はループコイルと言い、RFコイル104を一般に微分コイルと言う（1次微分コイル）。また、RFコイル105を、ここでは2次微分コイルと言うことにする。

【0072】

RFコイル105は、面106に面对称に置かれた4個のソレノイドコイルからなり、各RFコイルは流れる電流が交互に逆向きになるように接続される。なお、図1に示した例では、RFコイル105は直列接続であるが、並列接続であっても電流の向きが逆方向であれば良い。

【0073】

RFコイル105の感度分布は、図1の(b)に示す分布110のように、各RF

コイルの位置で互いに逆向きで最大感度を有する。また、面 106、111、112 では感度は 0 である。

【0074】

この結果、RFコイル 103 と 105、104 と 105 とは互いに誘導結合せず、独立に作動する。

【0075】

ここで、ソレノイドコイル間の接続は、直列接続よりも並列接続の方が、被検体等の周囲の影響を受けにくく安定であり、望ましい。

【0076】

本願発明者の検討によれば、パラレルMRIは（1）式で示したように、RFコイル感度を使って演算をするが、特に位相エンコード方向の複数のRFコイルでRFコイル感度分布が互いに大きく異なることが、折り返し除去演算を安定に行うために有用とわかった。

【0077】

例えば、撮影を 3 倍速にするためには、位相エンコード方向に 3 個のRFコイルが必要で、かつ、互いに感度領域が異なることが必要である。さらに、本願発明者の長年の経験によれば、RFコイル間の誘導結合を除去して理想的に互いに独立動作できることがパラレルMRIの安定動作には重要である。

【0078】

本発明によるRFコイルは、図 1 の（b）に示すように、互いの感度が大きく異なること、上記のようにRFコイル間の独立性が高いことから、パラレルMRIを安定して動作させることができる。

【0079】

本発明の第 1 の実施形態においては、最大でパラレル 3 倍速が可能な 3 コイル構成であるが、3 コイル構成に限らず、RFコイル数は、さらに拡張することが可能である。RFコイル数を増加することにより、最大倍速数は原理的に増加することができる。また、RFコイル 102 の、それぞれ個別のソレノイドコイルは複数ターンでも良い。

【0080】

本発明によるRFコイルを用いて撮像する場合、3チャンネル（コイル103、104、105）で検出すればよいので、図3に示したマルチプルコイル405の出力は、3系統のみ用い、他の出力はオフしておけば良い。

【0081】

以上のように、本発明の第1の実施形態によれば、垂直磁場MRI装置において、複数のRFコイルによる互いの磁氣的結合を抑制して、高速で高い精度で撮影が可能な磁気共鳴イメージング装置用RFコイルを実現することができる。

【0082】

なお、本発明のRFコイルは、公知のSMASH法にも適用可能である。SMASH法では、通常、コイル間の信号を合成して、1次微分、2次微分コイルの感度分布形状を求めてから信号処理する。本発明のRFコイルでは、各RFコイルの感度分布は初めから1次微分、2次微分の形状となっているので、必要とする演算量が極めて少なく、特に、高速リアルタイム撮像に適するものである。

【0083】

また、本発明のRFコイルは、図5に示すように下肢505の撮影に好適である。また、下肢に限らず、上肢の撮影、胸腹部の撮影にも本発明のRFコイルは適切である。

【0084】

図8は、本発明の第2の実施形態を説明する図である。

この第2の実施形態は、直交2方向に平行撮影が可能な頭部用コイルの例である。なお、この第2の実施形態において、座標系102のx方向におけるRF磁場の検出は、図1に示した例の技術を用いて行う。

【0085】

また、この第2の実施形態は、図8の(a)に示すように、x方向（第1の方向）のRFコイル103とRFコイル104との2つのコイルを用いた例である。そして、この第2の実施形態の特徴は、x方向のRFコイル103（第1のループコイル）とRFコイル104（第1の微分コイル）とに加えて、図8(b)のような、座標系102におけるy方向（第2の方向）のRF磁場を検出する、0次、1次微分コイルを備える点である。

【0086】

つまり、図8の(d)に示すように、頭部809に対して、RFコイル103、104、801、802、803、804が配置される。

【0087】

この第2の実施形態において、x方向のRFコイル103とRFコイル104とは、第1の実施形態のRFコイル103とRFコイル104と同等の構成となっている。

【0088】

したがって、RFコイル103とRFコイル104とは高周波的に互いに独立であり、デカップリングされている。

【0089】

図8において、ソレノイドコイル801と802とは、互いに並列接続されており、互いに同方向に電流が流れる構成となっている。

【0090】

したがって、ソレノイドコイル801と802との感度分布は、図8の(c)の分布曲線807で示すように平坦で広い分布となる。

【0091】

図8に示した例では、RFコイル801と802とは互いに並列に接続されているが、互いに直列に接続し、計測空間において同一方向(x方向において同一方向)に電流が流れるように構成することもできる。

【0092】

また、RFコイル801と802とは、両コイルの中央の面(座標系102のxz平面)806に対して面对称であり、かつ、共通する中心軸805を有している。ここで、RFコイル801と802とを併せて、第2のループコイル810を構成する。このループコイル810は、0次微分RFコイルとみなすことができる。したがって、このループコイル810を、0次微分RFコイルとする。

【0093】

また、RFコイル803と804とは互いに直列接続されたソレノイドコイルであり、互いに逆方向(x方向において逆方向)に電流が流れる。

【0094】

したがって、RFコイル803と804とは、図8の(d)に示す分布曲線808のように、正と負とを有する狭い感度分布となる。また、RFコイル803と804とは、面806において、その感度は0となる。

【0095】

なお、図8に示した例では、RFコイル803と804とは、互いに直列に接続されているが、互いに並列に接続し、流れる電流が、x方向において互いに逆方向となるように配置することもできる。

【0096】

また、RFコイル803と804とは、RFコイル801と802と同様に、両コイルの中央の面806に対して面对称であり、かつ、共通する中心軸805を有している。ここで、RFコイル803と804とを併せて、第2の1次微分RFコイル811とする。

【0097】

上述した0次微分RFコイル810と、第2の1次微分RFコイル811とは、成生磁場と感度分布との積の体積積分を算出すると、その値は0となる。したがって、0次微分RFコイル810と第2の1次微分RFコイル811とは、電磁的に、互いに独立で干渉しない関係となっている。

【0098】

このため、4つのRFコイル103、104、810、811は互いに独立で干渉しない関係となっている。

【0099】

上述した、4つのRFコイル103、104、810、811を用いることにより、x方向及びy方向のどちらの方向に対しても、パラレル2倍速撮影が可能になる。

【0100】

また、図示した例は、x方向及びy方向にRFコイルを配置した例であるが、z方向についても、y方向に配置したコイルと同様なコイルを配置することも可能である。このように構成すれば、x方向、y方向及びz方向のいずれの方向に対しても

も、高速撮影が可能になる。

【0101】

本発明の第2の実施形態におけるRFコイルは、図8の(d)に示したように、頭部撮影用コイルとして好適であるが、頭部用コイルの他、四肢用又は体幹用コイルとしても使用することができる。

【0102】

以上のように、本発明の第2の実施形態によれば、垂直磁場MRI装置において、複数のRFコイルによる互いの磁氣的結合を抑制して、任意方向に高速で高い精度で撮影が可能な磁気共鳴イメージング装置用RFコイルを実現することができる。

【0103】

また、本発明の第2の実施形態によるRFコイルは、非パラレル撮影のときに、Mac合成や、QD合成ができ、高感度であるという特徴も兼ね備えている。

【0104】

なお、上述した部分コイルは、互いの誘導結合が除去されているが、さらに安定化を図るために、公知の誘導結合除去手段や方法を併用することも可能である。例えば、低インピーダンス法や、誘導デカップラ法を本発明と併用することができる。

【0105】

前述のようにパラレルMRIにおいて、上記式(1)で示したコイル感度を使って、画像演算をするが、特に位相エンコード方向の複数のコイルで、コイル感度分布が互いに大きく異なることが、折り返し除去演算を安定に行うために有用である。

【0106】

また、本願発明者らのMRI装置開発経験によれば、臨床利用では、任意の方向に位相エンコードをとることも大いにありうる。上述した第2の実施形態におけるRFコイルは、x方向及びy方向について、それぞれ感度領域が異なる2つのコイル組が配置してあり、上記式(1)～(6)の演算を安定して行える。

【0107】

また、中央に配置される 2 つのコイル (103 と 810) は、通常の QD コイルとほぼ同形状なので、広い視野を均一感度で取得できる。すなわち、RF コイル 103 と RF コイル 810 とで、高画質・高均一化を実現し、RF コイル 104 と RF コイル 811 とで安定した折り返し除去演算を行うことができる。

【0108】

このように、RF コイル毎に、その目的を明確にして構成した点が本発明の特徴である。さらに、このような目的別の構成からなるコイル組が、直交 2 方向又は 3 方向に存在することも本発明の特徴である。

【0109】

【発明の効果】

本発明によれば、垂直磁場 MRI 装置において、複数の RF コイルによる互いの磁氣的結合を抑制して、高速で高い精度で撮影が可能な磁気共鳴イメージング装置用 RF コイルを実現することができる。

【0110】

つまり、2 速の高速撮影時に、撮影軸や断面を変えた場合でもアーチファクトや画質劣化の無い安定な画像を得ることが可能な磁気共鳴イメージング装置用 RF コイルを実現することができる。

【0111】

また、垂直磁場 MRI 装置において、任意方向に高速で高い精度で撮影が可能な磁気共鳴イメージング装置用 RF コイルを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の第 1 の実施形態である RF コイルの概略構成図である。

【図 2】

位相エンコードステップ間隔の間引きを説明する図である。

【図 3】

マルチプル RF コイルの信号検出部の一部を示す図である。

【図 4】

本発明が適用される MRI 装置の概略構成図である。

【図 5】

本発明の第 1 の実施形態の一使用例の説明図である。

【図 6】

一般的なグラディエントエコーシーケンスを示す図である。

【図 7】

本発明が適用される信号演算の補足説明図である。

【図 8】

本発明の第 2 の実施形態である RF コイルの概略構成図である。

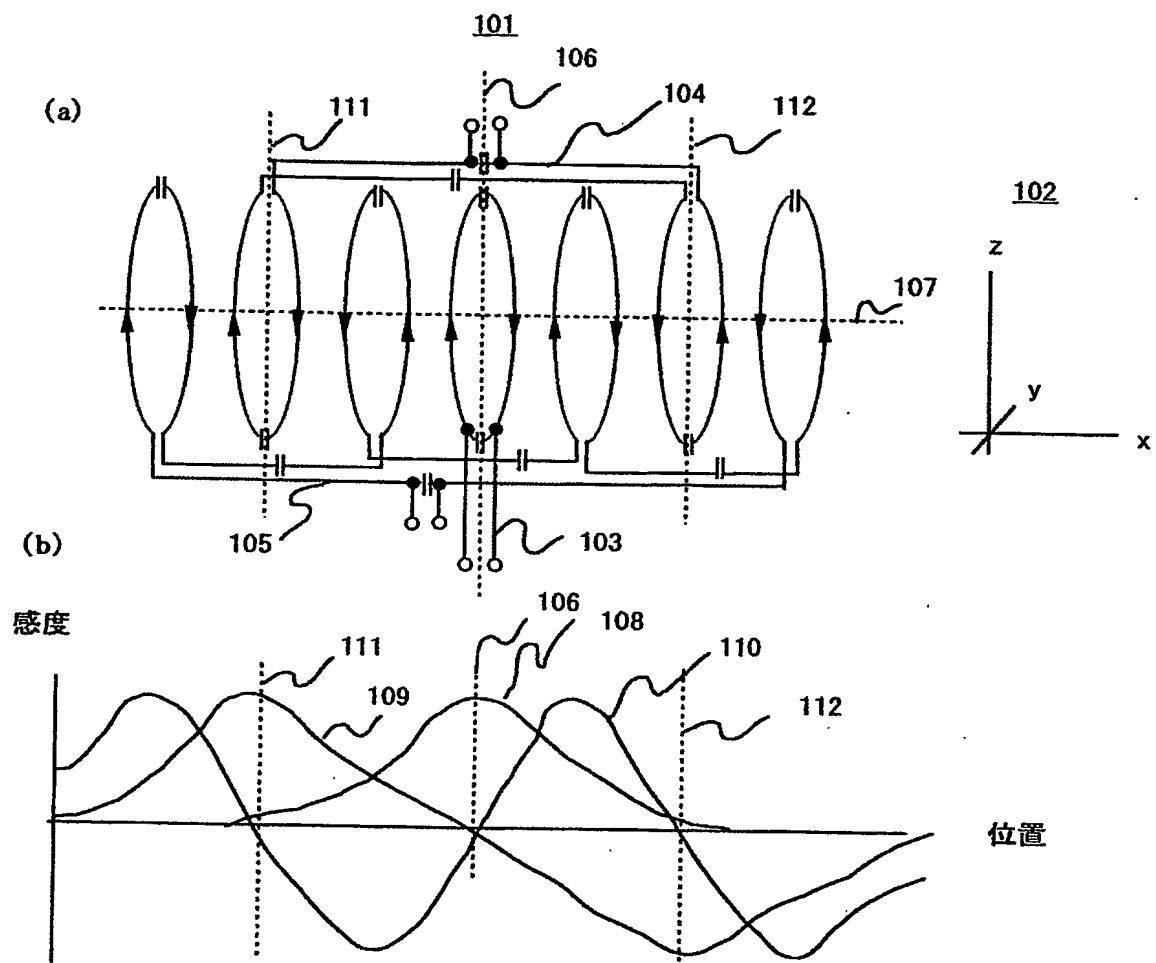
【符号の説明】

| | |
|-------------|------------|
| 101 | パラレルMRIコイル |
| 103、104、105 | 部分コイル組 |
| 401 | 被検体 |
| 402 | 磁石 |
| 403 | 傾斜磁場コイル |
| 404 | RFコイル |
| 405 | RFプローブ |
| 406 | 信号検出部 |
| 407 | 信号処理部 |
| 408 | 表示部 |
| 409 | 傾斜磁場電源 |
| 410 | RF送信部 |
| 411 | 制御部 |
| 412 | ベッド |
| 801～804 | RFコイル |

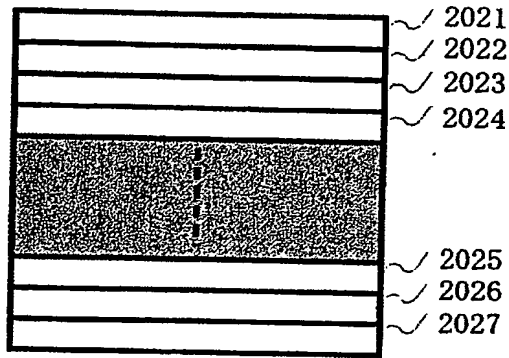
【書類名】

図面

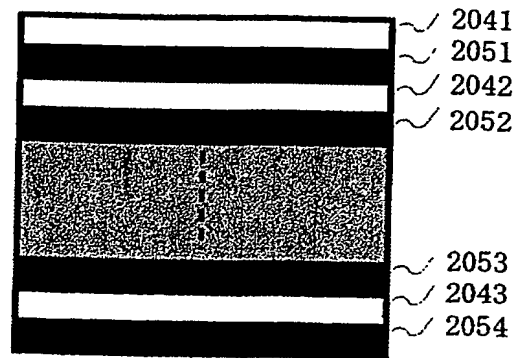
【図1】



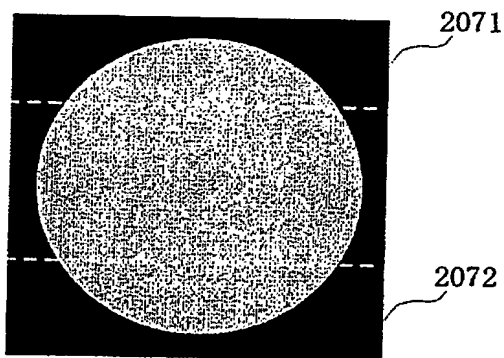
【図 2】



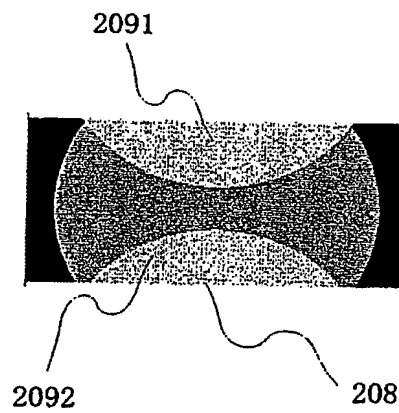
(a)



(b)



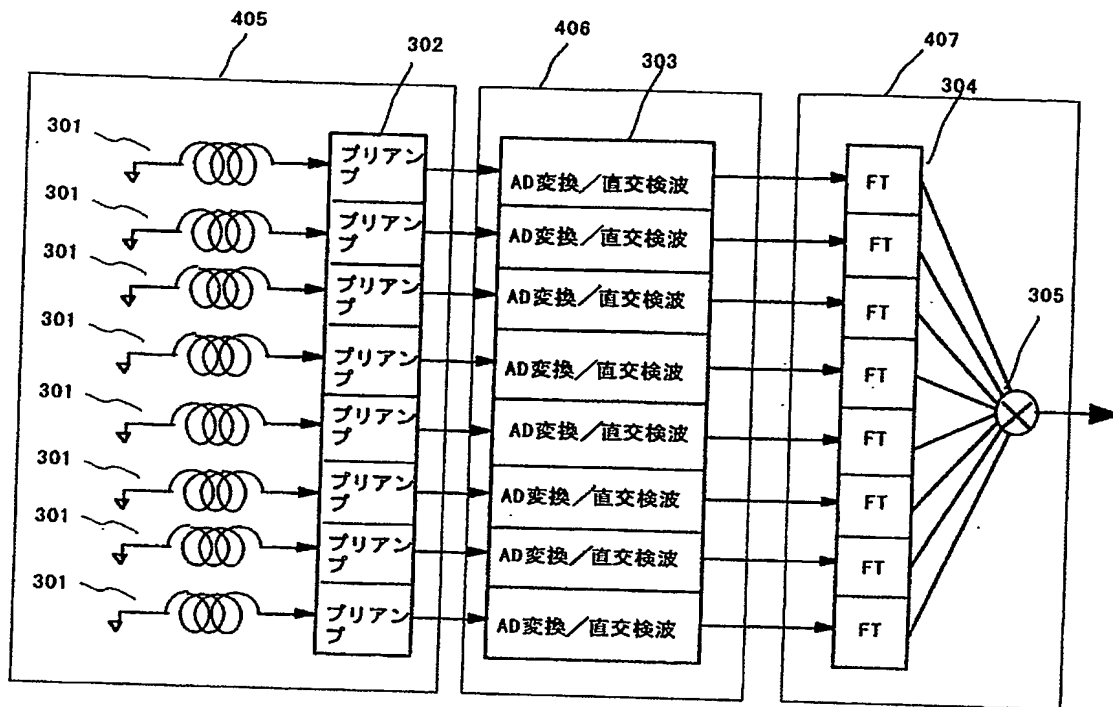
(c)



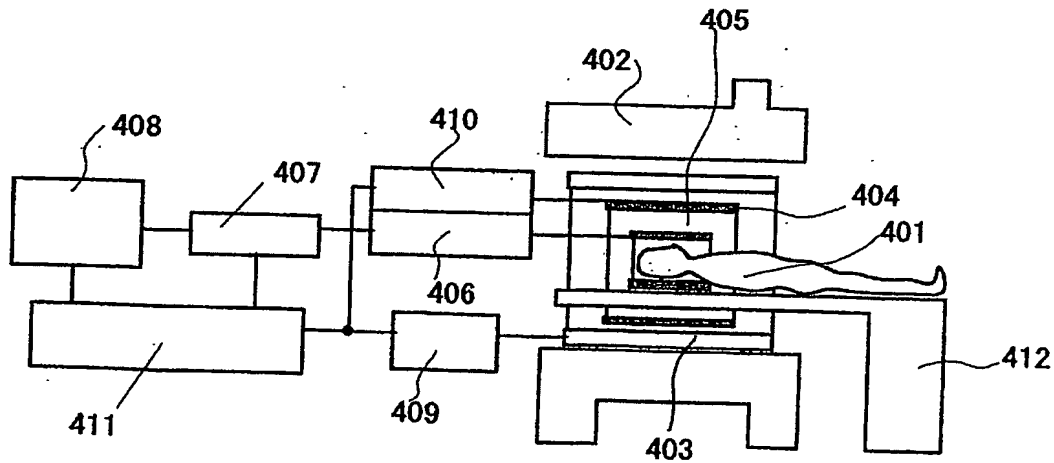
(d)

BEST AVAILABLE COPY

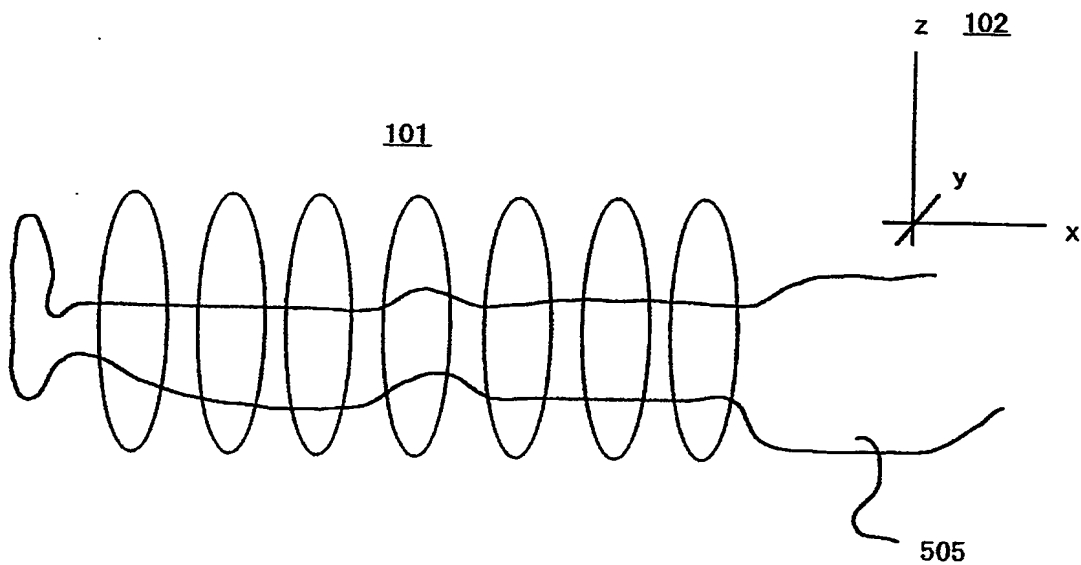
【図 3】



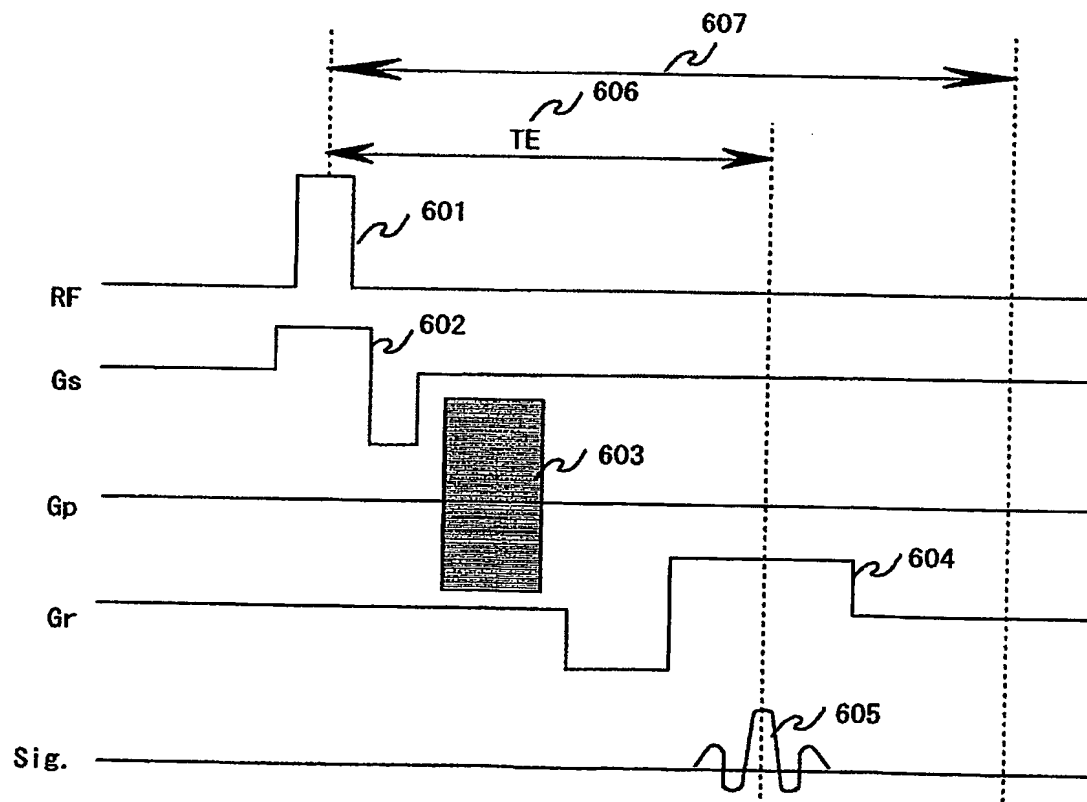
【図 4】



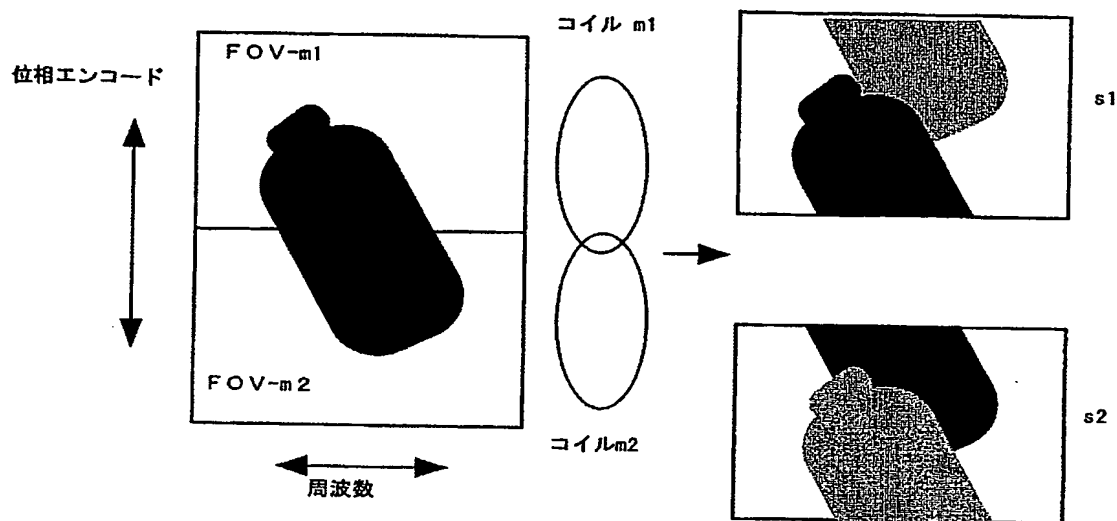
【図 5】



【図 6】

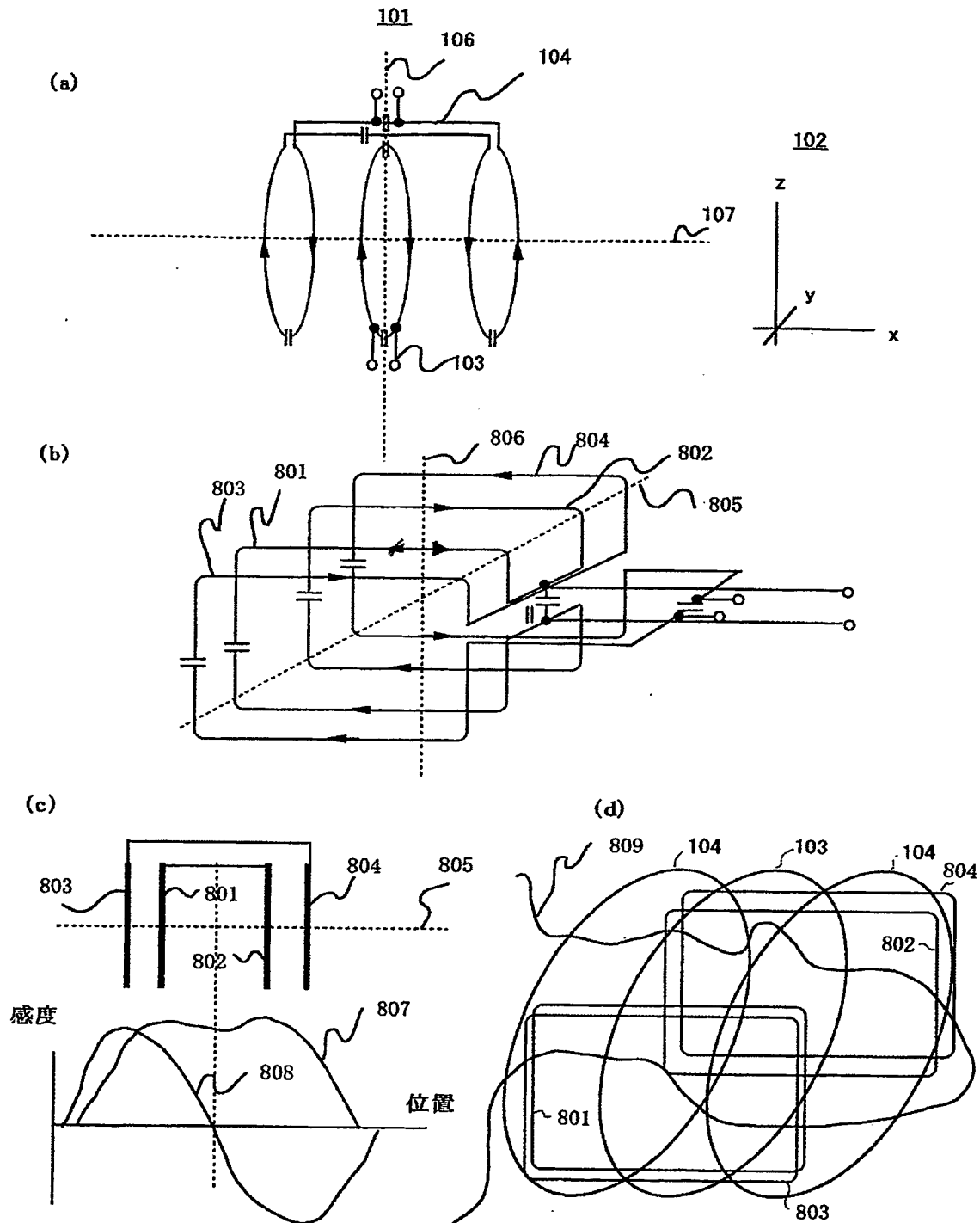


【図 7】



BEST AVAILABLE COPY

【図 8】



【書類名】

要約書

【要約】

【課題】 垂直磁場MRI装置において複数のRFコイルによる互いの磁氣的結合を抑制し、高速で高い精度で撮影が可能な磁気共鳴イメージング装置用RFコイルを実現する。

【解決手段】 MRIコイル101は3組の部分コイル（103、104、105）を備え3組の部分コイルは共通の中心軸107を有する7個のソレノイドコイルを有している。コイル103はzy平面に平行な面106上におかれた1ターンのソレノイドコイルである。ソレノイドコイル104は面106に面对称に置かれた2個のソレノイドコイルで互いに流れる電流が逆向である。RFコイル103と104とは互いに誘導結合せず独立に作動する。したがって、RFコイル103とRFコイル104とは高周波的に互いに独立であり、デカップリングされている。

【選択図】 図1

認定・付加情報

| | |
|---------|----------------|
| 特許出願の番号 | 特願 2003-002038 |
| 受付番号 | 50300017075 |
| 書類名 | 特許願 |
| 担当官 | 第一担当上席 0090 |
| 作成日 | 平成15年 1月 9日 |

<認定情報・付加情報>

【提出日】 平成15年 1月 8日

次頁無

特願 2003-002038

出願人履歴情報

識別番号

[000153498]

1. 変更年月日

1990年 8月10日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

氏 名

株式会社日立メディコ